



## MicroPatent® PatSearch Fulltext: Record 1 of 1

**Search scope:** US Granted US Applications EP-A EP-B WO JP (bibliographic data only) DE-C,B DE-A GB-A

**Years:** 1981-2006

**Patent/Publication No.:** ((JP02104335))

[Order/Download](#)
[Family Lookup](#)
[Find Similar](#)
[Legal Status](#)

[Go to first matching text](#)

**JP02104335 A**  
**ELECTRO-CARDIOGRAPH**  
**TERUMO CORP SUGAI JIROU**

**Abstract:**

**PURPOSE:** To reduce power consumption required by an electro- cardiograph as well as to hold information corresponding to electro- cardiography for a long time by applying power supply to an electric circuit required to obtain signals from a living body only when information is inputted into a semi-conductor memory.

**CONSTITUTION:** During the period of time when recording is started by actuataing a start/stop switch 32 first so as to be kept on, it is monitored by a micro-computer 26 whether or not a stop command to suspend the aforesaid recording condition is inputted. And when the start/stop switch 32 is actuated again at a time t2, a control signal indicating an 'off' condition is inputted from the micro-computer 26 to a human body signal inputting power supply switch 38 via a control line 27, current from a power supply section 36 to a human body signal inputting section 12 is suspended when the 'off' condition is established. On and after the time t2, therefore, a semi-conductor memory 28 is transferred from an information recording condition to an information holding condition. During the information holding condition, a device is constituted that no drive signal is inputted from the computer 26 so that power consumption is thereby reduced.

[no drawing]

**COPYRIGHT:** (C)1990,JPO&Japio

**Inventor(s):**

ONODA MASAHIRO

**Application No.** 63259073 JP63259073 JP, **Filed** 19881014, **A1 Published** 19900417

**Original IPC(1-7):** A61B0050404

Current IPC-R	Invention	version	additional	version
Advanced	A61B0050404	20060101		

Core | A61B0050402 | 20060101 | |

**Patents Citing This One (1):**

→ WO2005086063 A2 20050915 KONINKLIJKE PHILIPS ELECTRONICS, N.V.  
METHOD AND SYSTEM TO MINIMIZE POWER CONSUMPTION  
BY USING STAGED LIFE-THREATENING ARRHYTHMIA  
DETECTION ALGORITHM

---



For further information, please contact:

[Technical Support](#) | [Billing](#) | [Sales](#) | [General Information](#)

## ⑫ 公開特許公報(A) 平2-104335

⑤ Int.Cl.

識別記号

庁内整理番号

⑬ 公開 平成2年(1990)4月17日

A 61 B 5/0404

7916-4C A 61 B 5/04 310 H

審査請求 未請求 請求項の数 3 (全6頁)

⑭ 発明の名称 心電計

⑰ 特 願 昭63-259073

⑱ 出 願 昭63(1988)10月14日

⑲ 発 明 者 小 野 田 政 弘 静岡県富士市大淵2656番地の1 テルモ株式会社内  
⑳ 出 願 人 テ ル モ 株 式 会 社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目44番1号  
㉑ 出 願 人 須 階 二 郎 神奈川県川崎市麻生区百合ヶ丘1-8-14  
㉒ 代 理 人 弁 理 士 千 葉 剛 宏

## 明 細 書

## 1. 発明の名称

## 心 電 計

## 2. 特許請求の範囲

(1) 心電図に対応する情報を記憶する心電計であって、生体信号導入手段と制御手段と記憶手段と電源供給手段および電源供給制御手段とを含み、前記生体信号導入手段は体表表面上に装着された電極から導入される心電図に対応する情報を信号処理して前記制御手段に導入するものであり、前記制御手段は信号処理された心電図に対応する情報を記憶手段に導入するものであり、前記記憶手段は導入された心電図に対応する情報を格納するものであり、前記電源供給手段は前記制御手段と記憶手段とに直接的に電源を供給すると共に前記生体信号導入手段に前記電源供給制御手段を介して電源を供給するものであり、前記電源供給制御手段は前記制御手段の作用下に心電図に対応する情報が前記記憶手

段に導入されている期間にのみ前記生体信号導入手段に電源を供給するよう構成することを特徴とする心電計。

(2) 請求項1記載の心電計において、制御手段と記憶手段は半導体素子から構成することを特徴とする心電計。

(3) 請求項1記載の心電計において、電源供給手段はメイン電池とバックアップ電池とを有し、メイン電池交換時あるいはメイン電池の電圧値が所定値以下の値である場合にのみバックアップ電池から電源を供給するよう構成することを特徴とする心電計。

## 3. 発明の詳細な説明

## 〔産業上の利用分野〕

本発明は心電計に関し、一層詳細には、電池を使用して動作し且つ体表表面上に装着された電極から導入される心電図に対応する情報を記憶する機能を有する携帯型心電計の低消費電力化を図ることにより心電図に対応する情報の保持時間を長時間化することを可能とした心電計に

関する。

#### 〔発明の背景〕

従来から医療診断分野において電池を使用して動作する携帯型の心電計が採用されている。すなわち、この携帯型の心電計を患者に装着しておくことにより、医師は、例えば、1日に一度だけ、所謂、オフライン処理として前記携帯型心電計から得られる心電図を見ながら心臓疾患に係る診断を行えばよいことになり、その結果、一人の医師が1日に多数の患者を診断することが可能となり医療診断を迅速に行おうとする要請に沿うからである。

ところで、このように電池で動作する携帯型心電計の心電図に対応する情報の記録媒体としては磁気テープあるいは半導体メモリのいずれかの記録媒体が採用されている。この場合、磁気テープを記録媒体として採用する心電計は記録情報を格納しておくに際して電力の消費を必要とせず、その意味で記録情報の長時間の保存が可能である。然しながら、このような磁気テ

ープを記録媒体とする心電計は磁気テープ自体および当該磁気テープを記録媒体とする心電計の小型軽量化には限界があり、しかも、通常、磁気テープを磁気ヘッドに沿って走行させるためのモータ等が必要となることから消費電力が大きくなる。結局、前記磁気テープを記録媒体とする心電計に搭載される電源としての電池は大容量となり、そのため、通常は形状の大きい電池が必要とされることからその携帯性が十分なものとはいえない難点が存在している。

一方、半導体メモリを記録媒体として採用する心電計は半導体メモリ自体が小型、軽量且つ低消費電力であるため、心電計自体の大幅な小型化が可能であるという利点が存在している。然しながら、係る半導体メモリを記録媒体とする心電計は半導体メモリ内に記録情報を格納しておくに際しては電源の連続供給が必須の要件となる。電源の供給を遮断すると記憶情報が消失してしまうからである。従って、この点で半導体メモリを記録媒体とする心電計の信頼性は

さほどには高いものとはいえない。

さらに、従来の心電計においては、生体信号増幅用の増幅器等、心電図に対応する情報を導入している期間以外には必要とされない電気回路手段が心電図に対応する情報を導入している以外の期間にも電力を消費し、結局、前記電源としての電池によって動作する心電計の使用可能時間を短くするという問題も露呈している。

#### 〔発明の目的〕

本発明は前記の不都合を悉く克服するためになされたものであって、電池を使用して動作する心電計において、心電図に対応する情報を取得するために、生体から生体信号導入用電極を介して導入される信号を当該心電計を構成する半導体メモリに導入する期間等に限って生体信号増幅器等の生体信号の取得に必要な電気回路に電源を供給するよう構成することにより心電計の消費電力を低減し、結果として、前記半導体メモリに記録された心電図に対応する情報の保持時間を長時間化することを可能とする心電

計を提供することを目的とする。

#### 〔目的を達成するための手段〕

前記の目的を達成するために、本発明は心電図に対応する情報を記憶する心電計であって、生体信号導入手段と制御手段と記憶手段と電源供給手段および電源供給制御手段とを含み、前記生体信号導入手段は体表面上に装着された電極から導入される心電図に対応する情報を信号処理して前記制御手段に導入するものであり、前記制御手段は信号処理された心電図に対応する情報を記憶手段に導入するものであり、前記記憶手段は導入された心電図に対応する情報を格納するものであり、前記電源供給手段は前記制御手段と記憶手段とに直接的に電源を供給すると共に前記生体信号導入手段に前記電源供給制御手段を介して電源を供給するものであり、前記電源供給制御手段は前記制御手段の作用下に心電図に対応する情報が前記記憶手段に導入されている期間にのみ前記生体信号導入手段に電源を供給するよう構成することを特徴とする。

## 〔実施態様〕

次に、本発明に係る心電計について好適な実施態様を挙げ、添付の図面を参照しながら以下詳細に説明する。

第1図において、参照符号10は本発明に係る携帯型の心電計を示し、当該心電計10は基本的に生体信号導入部12、制御部14、電源部16およびインタフェース部17とから構成される。前記生体信号導入部12は生体信号導入手段としての生体信号増幅器18、A/D変換器20およびR波検出回路22とから構成され、人体表面上に装着された電極(図示せず)からの生体信号が入力端子24a乃至24cを介して生体信号増幅器18に導入される。生体信号増幅器18の出力信号は二方に分岐して一方の信号はA/D変換器20を介して制御部14に導入されると共に、他方の信号はR波検出回路22を介して制御部14に導入される。

この場合、制御部14は制御手段としてのマイクロコンピュータ26と記憶手段としての半導体メモリ28とから構成され、マイクロコンピュ

タ26の制御下にA/D変換器20に導入された生体信号がR波検出回路22によって検出されたR波信号をメモリアドレスの基準信号、所謂、同期信号として半導体メモリ28に格納される。前記制御部14を構成するマイクロコンピュータ26には前記生体信号導入部12以外に前記インタフェース部17を構成する外部通信用端子30、スタート/ストップスイッチ32および液晶表示器等のCRT表示器に比較して低消費電力の表示器34等が接続されている。なお、前記マイクロコンピュータ26および半導体メモリ28は、例えば、CMOS半導体等の低消費電力の半導体素子を使用する。

前記電源部16は電源供給手段としての電源供給部36と電源供給制御手段としての電源スイッチ38とから構成され、電源供給部36からメイン電源スイッチ41を介して前記制御部14を構成するマイクロコンピュータ26および半導体メモリ28に直接的に電源が供給される。一方、前記生体信号導入部12には前記マイクロコンピュ

タ26に接続される制御線27から導入されるオン/オフ信号に応じてその状態がオン/オフ制御される生体信号導入用電源スイッチ38を介して電源が供給されている。前記電源供給部36にはメイン電池40とバックアップ電池42が接続されている。この場合、電源供給部36はメイン電池40の交換時あるいは当該メイン電池40の出力電圧が所定値低下した時には自動的に電源の供給をメイン電池40からバックアップ電池42に切り換えることの可能な電源に構成しておく。なお、メイン電池40およびバックアップ電池42は、夫々、一次電池あるいは二次電池のいずれの電池を採用してもよいことは言うまでもない。

本発明に係る心電計は基本的には以上のように構成されるものであり、次にその作用並びに効果について第2図に示すフローチャート並びに第3図に示すタイムチャートを参照しながら説明する。なお、このフローチャートは前記マイクロコンピュータ26を構成するROM(図示せず)に予め記録された当該心電計10の制御用

のプログラムである。

先ず、メイン電池40を心電計10を構成する電源供給部36に装着し、次に時刻t。(第3図参照)でメイン電源スイッチ41をオン状態とする(STP1)。この場合、第3図fから瞭解されるように、半導体メモリ28はデータの保持状態にされる。一方、マイクロコンピュータ26と表示器34は夫々初期設定される(STP2)。また、生体信号導入用電源スイッチ38は、第3図cに示すように、オフ状態にされているものとする。この状態においてマイクロコンピュータ26はスタート/ストップスイッチ32からのスタート指令、すなわち、生体信号を半導体メモリ28に格納すべき指令、あるいは外部通信用端子30に接続されるホストコンピュータ(図示せず)等の外部制御機器から導入され且つ当該ホストコンピュータに半導体メモリ28に格納されている心電図に対応する情報を送給すべき指令としての通信要求指令の待状態に入る(STP3)。

そこで、医師等がスタート/ストップスイッ

チ32を時刻 $t_1$ において一度作動させる(第3図参照)ことにより、マイクロコンピュータ26は制御線27を介して生体信号導入用電源スイッチ38をオフ状態からオン状態(第3図d参照)にする(STP4)。これによって電源供給部36から電源が生体信号導入用電源スイッチ38を介して生体信号導入部12に供給される。この場合、半導体メモリ28は、第3図fに示すように、時刻 $t_1$ から心電図に対応する情報の記録状態に入る(STP5)。すなわち、体表面上に装着された電極からの心臓の拍動に伴う電位の時間的変化に対応する電気信号が接地端子24cを含む信号入力端子24a乃至24cから生体信号増幅器18に導入される。ここで、生体信号増幅器18は差動増幅器構成とされ、入力端子24a、24b間に同相信号で入力される雑音成分は除去される。

そして、生体信号増幅器18においてA/D変換器のフルスケール電圧に対応するように増幅された生体信号はA/D変換器20によって量子化された後デジタル化されデジタル信号として

マイクロコンピュータ26の制御作用下に半導体メモリ28に時系列的に記録される。この場合、制御部14にはR波検出回路22から心室収縮の開始に対応するR波信号がトリガ信号として導入されているので、このR波信号を同期信号として半導体メモリ28の所定アドレスに心臓の拍動に対応する、所謂、心電図に対応する情報を所定の順序で記録することが出来る。すなわち、半導体メモリ28へ導入される情報は当該半導体メモリ28の記憶容量に応じて時系列的に順次記録され、若し、記録された情報量が記憶容量と同一の情報量となった場合には情報の記録動作が自動的に停止され、それまでの情報が保持されるように制御される。

このようにスタート/ストップスイッチ32の最初の作動によって記録が開始され続行している間、この記録状態を停止するためのストップ指令が到来するか否かの監視がマイクロコンピュータ26によってなされている(STP6)。そして、時刻 $t_2$ においてスタート/ストップ

スイッチ32を再び作動させるとマイクロコンピュータ26からオフ状態を示す制御信号が制御線27を介して生体信号導入用電源スイッチ38に導入され、生体信号導入用電源スイッチ38はオフ状態に至り生体信号導入部12に対する電源供給部36から電源の供給が停止する(STP7)。従って、時刻 $t_2$ 以降においては半導体メモリ28は情報記録状態から情報の保持状態に移移する。

この状態において外部通信用端子30を介して外部のホストコンピュータから心電図に対応する情報の通信要求信号がマイクロコンピュータ26に導入されると(再びSTP3)、マイクロコンピュータ26は半導体メモリ28に記録されている心電図に対応する情報を当該外部通信用端子30を介して前記ホストコンピュータに転送する(STP8)。なお、表示器34は、例えば、情報の記録時中にのみ心臓の拍動数が表示されるように構成し、それ以外の場合、すなわち、情報の保持期間にはマイクロコンピュータ26から駆動信号が導入されないように構成しておく

ことにより、当該心電計10の情報の保持期間における消費電力を低減することが出来る。

第3図eは当該心電計10によって消費される電力の大きさを模式的に表した図であり、情報の保持期間である時刻 $t_1$ 乃至 $t_2$ 、および時刻 $t_1$ 乃至 $t_2$ における消費電力は情報の記録期間(導入期間)である時刻 $t_1$ 乃至 $t_2$ 、および時刻 $t_2$ 以降の消費電力と比較して、本実施態様における例では略1/100に減少していることが瞭解されよう。

#### 【発明の効果】

以上のように、本発明によれば、電池で動作する心電計において、制御手段、記憶手段のみを連続動作するように構成し、それ以外の部分、例えば、生体信号導入用の増幅器等には生体信号を実際に生体から導入し記憶手段としての半導体メモリに記憶する期間のみに電源を供給するように構成している。このため、心電図に対応する情報を取得しない時には消費電力が極めて小さなものとなり、結果として、当該心電計

の小型軽量性を保持しつつ消費電力を低減化し、それにより半導体メモリの情報保持時間を極めて長時間とすることが可能となる効果を奏する。

また、バックアップ電源を備えているのでメイン電源の交換時あるいはメイン電源の電圧値の低下時においてもこのバックアップ電源により少なくとも制御手段と記憶手段に電源を供給する構成としているので、記憶手段に格納されている心電図に対応する情報が消失する虞はなく、信頼性の高い心電計が得られる利点を有する。

以上、本発明について好適な実施態様を挙げて説明したが、本発明はこの実施態様に限定されるものではなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲において種々の改良並びに設計の変更が可能なることは勿論である。

#### 4. 図面の簡単な説明

第1図は本発明に係る心電計の概略構成ブロック図、

第2図は第1図に示す心電計を構成する制御

部に記憶されたプログラムのフローチャート、  
第3図は第1図に示す心電計の動作を説明するタイムチャートである。

- |                  |              |
|------------------|--------------|
| 10…心電計           | 12…生体信号導入部   |
| 14…制御部           | 16…電源部       |
| 17…インタフェース部      | 20…A/D変換器    |
| 22…R波検出回路        | 24a～24c…入力端子 |
| 26…マイクロコンピュータ    |              |
| 27…制御線           | 28…半導体メモリ    |
| 30…外部通信用端子       |              |
| 32…スタート/ストップスイッチ |              |
| 34…表示器           | 36…電源供給部     |
| 38…電源スイッチ        | 40…メイン電池     |
| 41…メイン電源スイッチ     |              |
| 42…バックアップ電池      |              |

特許出願人

テルモ株式会社

同上

須階 二朗

出願人代理人

弁理士 千葉 剛 宏

FIG.1

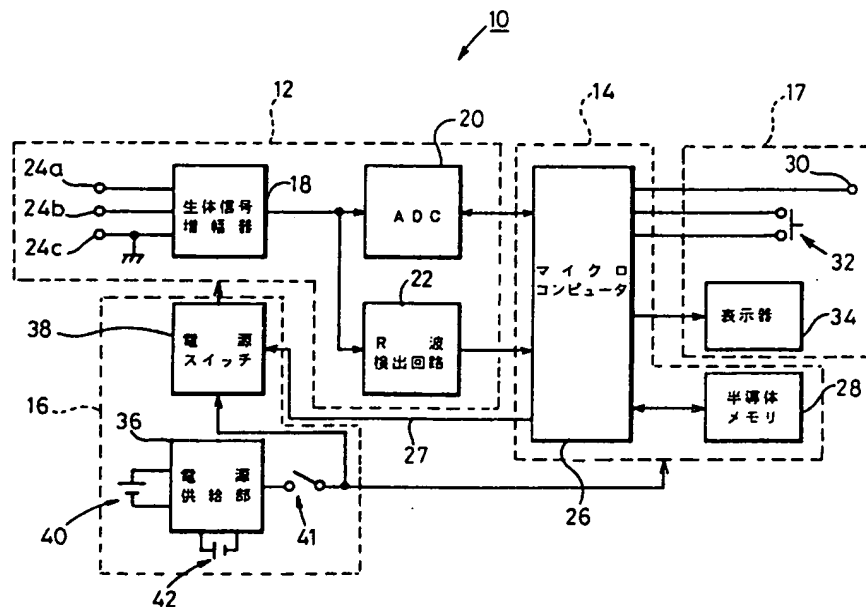


FIG.2

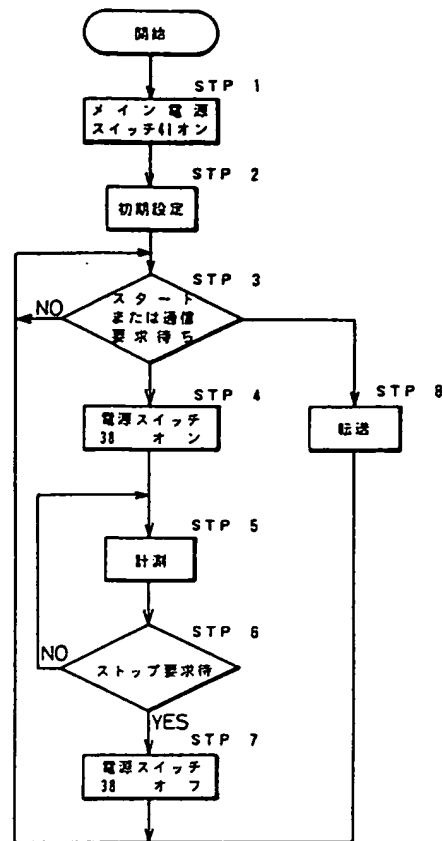


FIG.3

